

Knee-joint prosthesis with free wheel - allows lower leg to be swung to straight position

Publication number: DE3923057

Publication date: 1991-01-24

Inventor: KUENNE BERND DR ING (DE)

Applicant: KUENNE BERND DR ING (DE)

Classification:

- International: A61F2/64; A61F2/68; A61F2/70; A61F2/74; A61F2/50;
A61F2/60; (IPC1-7): A61F2/64; A61F2/68

- european: A61F2/64; A61F2/68

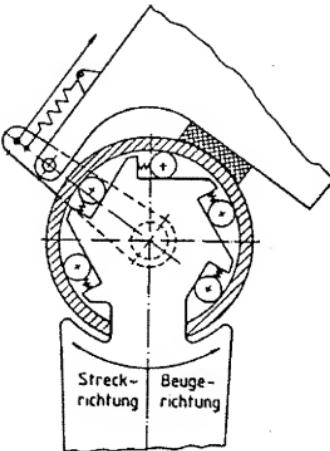
Application number: DE19893923057 19890713

Priority number(s): DE19893923057 19890713

[Report a data error here](#)

Abstract of DE3923057

The knee-joint prosthesis has the lower leg (2) attached to the upper leg (5) by a free-wheel (1). This has a housing (3) which can be held stationary relative to the upper leg by a brake (6). When the brake is applied the lower leg can be swung from the bent position to the straight position but it cannot be swung in the reverse direction. An actuator is provided to release the brake (6) by applying a force to the lever (4) which is attached to the housing (3). Releasing the brake (6) enables the lower leg to be swung in either direction. USE - Knee-joint prosthesis.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide



71 Anmelder:

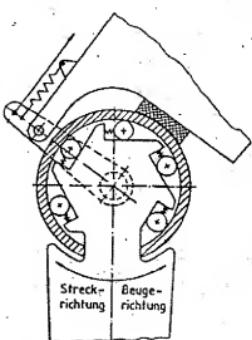
Künne, Bernd, Dr.-Ing., 4772 Bad Sässendorf, DE

72 Erfinder:

gleich Anmelder

54 Kniegelenk für eine Prothese

Das Kniegelenk dient dem Einsatz in einer Prothese für Personen, die einen oder beide Unterschenkel einschließlich Kniegelenk verloren haben. Das Kniegelenk ist in Streckrichtung jederzeit frei beweglich, während es in Beugerrichtung bei Belastung des Beines gesperrt wird. Diese Sperrung kann durch Eingriff des Benutzers so gesteuert werden, daß dem Beugevorgang ein vom Prothesenträger in der Größe der Wirkung steuerbarer Bremswiderstand entgegenwirkt. Bei Entlastung des Beines ist das Kniegelenk auch in Beugerrichtung frei beweglich. Das Gelenk dient der Erhöhung der Sicherheit gegen Einknicken und ist besonders beim Treppensteigen und beim Beschreiten von Steigungs- und Gefällestrecken vorteilhaft.



1
Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Kniegelenk für eine Beinprothese für Personen, die einen oder beide Unterschenkel einschließlich Kniegelenk verloren haben.

Bereits bekannt sind künstliche Kniegelenke, die lediglich eine reine Lagerfunktion aufweisen. Bei herkömmlichen Bauformen werden ein oder mehrere Drehpunkte verwendet, beispielsweise auch in Form einer Viergelenkkette. Um eine gewisse Einknicksicherheit in den Endlagen zu gewährleisten, werden häufig federnde Elemente eingesetzt, die das Gelenk entweder in die gebeugte oder gestreckte Position drücken. Nachteilig ist bei diesen Bauformen jedoch, daß bei nicht vollständig gestrecktem Kniegelenk stets die Gefahr des Einknickens unter Belastung vorhanden ist. Hieraus ergibt sich für den Benutzer ein erhebliches Sicherheitsrisiko, da ein Einknicken zu einem Sturz führen kann.

Um hier Abhilfe zu schaffen, wurden Kniegelenke mit Bremsen entwickelt, die die Möglichkeiten, von außen blockiert zu werden. Dies setzt jedoch voraus, daß der Benutzer die Bremseinrichtung manuell betätigt. Darüber hinaus ist nach dem Blockieren ein Beugen des Kniegelenks nicht mehr möglich, so daß beispielsweise zum Gehen zunächst die Bremse gelöst werden muß. Danach ist allerdings die Bremsseinrichtung unwirksam und kann das Einknicken des Knie mit den daraus resultierenden negativen Folgen nicht verhindern. Ebenfalls bekannt sind künstliche Kniegelenke, die zur Vermeidung der beschriebenen Effekte belastungsabhängige Sperrungen aufweisen. Da viele dieser Gelenkbauformen hohe Reibung aufweisen, wurden in der Vergangenheit auch Konstruktionen erstellt, die drehrichtungsabhängige Sperrmechanismen (z. B. Freilaufe) aufweisen. Hierdurch wird ermöglicht, daß der Prothesenträger den künstlichen Unterschenkel beim Gehen problemlos nach vorn schleudern kann. Darüber hinaus ist auch das Treppaufgehen möglich, bei dem das Gelenk in belastetem Zustand gestreckt werden muß. Treppabgehen ist jedoch mit den bisher bekannten Gelenken kaum in akzeptabler Weise möglich. Außerdem kann sich der Prothesenträger erst nach Lösen der Sperreinrichtung durch Eingriff von außen hinsetzen.

Besonders negativ wirken sich die beschriebenen Effekte bei beidseitig beinamputierten Personen aus.

Abhilfe soll das Kniegelenk gemäß der Erfindung schaffen; zwei Ausführungsbeispiele sind in Fig. 1 und in Fig. 2 dargestellt.

Das Prinzip des in Fig. 1 gezeigten künstlichen Kniegelenks beruht auf der Reihenschaltung einer drehrichtungsabhängigen schaltenden Kupplung und einer Bremse. Ist die Bremse gelöst, so ist der Unterschenkel in beiden Richtungen frei beweglich, so daß die Prothese in der Art einer herkömmlichen Beinprothese arbeitet. Bei Belastung des Beines wird dagegen die Bremsrichtung blockiert, so daß der Unterschenkel nur noch in der Freilaufrichtung der drehrichtungsabhängig schaltenden Kupplung bewegt werden kann, während in der anderen Richtung (Sperrrichtung der Kupplung) die Bewegung blockiert ist. Entgegen der belastungsabhängigen Betätigung der Bremsseinrichtung kann der Prothesenträger die Bremse lösen, in dem er beispielsweise mit Hilfe eines Seilzuges eine Betätigungs Kraft aufbringt. Durch die Dosierung dieser Kraft in Abhängigkeit von der Belastung des Beines kann der Prothesenträger die Bremswirkung so steuern, daß ein Einknicken des Kniegelenks mit definierter Bremswirkung erfolgen kann.

Besondere Vorteile bietet das Kniegelenk gemäß der

Erfindung beim Treppabgehen. Wird hierbei ein mit einer Prothese versehenes Bein auf der oberen Stufe belassen und wird das andere Bein vorgesetzt, so ist es erforderlich, das behinderte Bein langsam und kontrollierbar einzuknicken. Mit dem erfindungsgemäßen Kniegelenk bietet sich die Möglichkeit, durch gezielte, langsame Veränderung der Betätigungs Kraft das Kniegelenk langsam zu beugen. Bei der Verwendung einer reibschlüssigen Bremse beispielsweise kann der Benutzer über das Schalt- bzw. Steuersignal die Vorspannkraft der Bremse verändern. Hieraus ergibt sich unmittelbar die Veränderung des Bremsmoments, so daß der Benutzer je nach Bedarf steuern kann, wie schnell bzw. wie langsam das Kniegelenk gebeugt wird. Der drehrichtungsabhängige Sperrmechanismus befindet sich bei dem beschriebenen Vorgang in Sperrrichtung und wirkt wie eine starre Verbindung. Die beschriebene Nutzung des Kniegelenks gemäß der Erfindung erfolgt sowohl beim Treppabgehen als auch beim Beschreiten von Gefäßstrecken, die Bewegungsverhältnisse sind dabei vergleichbar.

Der wesentliche Vorteil des Kniegelenks gemäß der Erfindung liegt in der harmonischen Bewegung und in der geringen Belastung der Wirbelsäule beim Treppabgehen. Bei herkömmlichen künstlichen Kniegelenken ist dagegen das Treppabgehen nur mit durchgedrückten Kniegelenken möglich. Der Höhenunterschied der einzelnen Treppenstufen muß dabei durch Verdrehung der Hüfte überwunden werden. Neben dem äußerst unharmonischen Bewegungsablauf bewirkt dieser Vorgang eine starke Belastung der Wirbelsäule.

Fig. 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel eines künstlichen Kniegelenks gemäß der Erfindung. Bei diesem Beispiel findet eine Klemmrollen-Freilaufkupplung Verwendung, deren Innen teil (1) mit dem Unterschenkel (2) der Prothese fest verbunden ist. Das Außen teil (3) der Freilaufkupplung ist im Hebel (4), der im Oberteil (5) der Prothese drehbar ist, gelagert. Über eine Bremsvorrichtung (6), die im Oberschenkelteil (5) befestigt ist, kann das Außen teil (3) der Freilaufkupplung abgebremst werden. Diese Bremsvorrichtung wird durch die Kraft betätigt, mit der der Unterschenkel belastet wird. Ein Hebel kann erforderlichenfalls als Kraftverstärker eingesetzt werden. Mit Hilfe eines Seilzuges (7), der an dem Hebel (4) angreift, kann der Benutzer eine Betätigungs Kraft aufbringen, die der Belastungskraft entgegenwirkt. Hierdurch ist das Bremsmoment steuerbar.

Wird der Unterschenkel (2) in Streckrichtung des Kniegelenks bewegt, so bewegen sich die Klemmrollen (8) der Freilaufkupplung gegen die Federn (9) und geraten außer Eingriff, so daß sie eine freie Beweglichkeit des Unterschenkels (2) gewährleisten, und zwar unabhängig davon, ob die Bremsvorrichtung (6) am Außen teil (3) der Freilaufkupplung anliegt oder nicht.

Wird dagegen der Unterschenkel belastet, so wird die Bremsvorrichtung betätigt, so daß das Außen teil (3) der Freilaufkupplung nicht mehr bewegen werden kann. Wird nun versucht, den Unterschenkel in Beugerrichtung zu bewegen, so werden die Klemmrollen (8) zwischen Innen teil (1) und Außen teil (3) der Freilaufkupplung eingeklemmt, so daß zwischen beiden Teilen ein Drehmoment übertragen werden kann. Da jedoch das Außen teil (3) über die Bremsvorrichtung (6) abgebremst wird, kann das Kniegelenk nur dann wieder gebeugt werden, wenn das von der Bremsvorrichtung (6) aufgebrachte Bremsmoment, das von der Differenz aus Aufstands kraft und Betätigungs kraft abhängig ist, überschritten wird. Der Prothesenträger kann dabei den Bremswider-

stand über die Dosierung der Betätigungs Kraft feinfühlig steuern.

Ein anderes Ausführungsbeispiel zeigt Fig. 2. Bei diesem Beispiel wird die Funktion des Kniegelenks gemäß der Erfindung durch eine hydraulische Anordnung realisiert. Der Drehpunkt (1) gewährleistet hierbei lediglich die Lagerfunktion. Zusätzlich wird bei dieser Anordnung ein Zylinder (2) eingesetzt, dessen Kolbenraum (3) mit dem Kolbenstangenraum (4) über ein 2/2-Wege-Ventil (5) verbunden ist, das durch die Belastung des Beins betätigt wird. Parallel zum 2/2-Wege-Ventil (5) sind ein Rückschlagventil (6) und ein vom Prothesenträger steuerbares Stromregelventil (7) angeordnet. Darüber hinaus befindet sich in einer der Verbindungsleitungen ein Speicher (8), der lediglich dazu dient, die Volumendifferenz zwischen Kolbenraum und Kolbenstangenraum auszugleichen, für die erfundungsgemäße Funktion des Kniegelenks aber von untergeordneter Bedeutung ist.

Wird der Unterschenkel in Streckrichtung bewegt; muß der Kolben aus dem Zylinder (2) ausfahren. Um dieses zu ermöglichen, kann die im System befindliche Hydraulikflüssigkeit aus dem Kolbenstangenraum (4) über das Rückschlagventil (6) in den Kolbenraum (3) fließen, unabhängig davon, in welcher Stellung sich das 2/2-Wege-Ventil (5) befindet. Hierdurch ist der Unterschenkel in Streckrichtung stets frei beweglich.

Soll das Kniegelenk dagegen gebeugt werden, so muß der Kolben des Zylinders (2) einfahren. Hierzu ist es erforderlich, daß die Hydraulikflüssigkeit aus dem Kolbenraum (3) in den Kolbenstangenraum (4) strömt. Da in dieser Richtung jedoch das Rückschlagventil (6) sperrt, kann die Hydraulikflüssigkeit nur über das 2/2-Wege-Ventil (5) fließen, das bei Belastung des Unterschenkels jedoch gesperrt ist, oder über das vom Prothesenträger in seiner Wirkung einstellbare Stromregelventil (7), mit dessen Hilfe der Bremswiderstand der Anordnung wiederum feinfühlig dosiert werden kann.

Besonders vorteilhaft ist die Verwendung einer Feder (9) in Fig. 2 bzw. (10) in Fig. 1, die der Belastungskraft entgegenwirkt. Hierdurch kann ermöglicht werden, daß die belastungsabhängige Bremsung nur bei Überschreitung einer gewissen Mindestbelastungskraft wirksam wird. Dies ist besonders in der ersten Phase des Anhebens und Vorsetzens des Beines beim Gehen von Vorteil, da dabei das Kniegelenk gebeugt werden muß, obwohl noch eine geringe Restbelastung vorhanden ist.

Außer der beispielhaft beschriebenen Realisierung des Kniegelenks gemäß der Erfundung mit mechanischen oder hydraulischen Elementen ist vom Prinzip her auch der Einsatz von elektrischen, elektronischen oder pneumatischen Hilfselementen möglich.

Patentansprüche

55

1. Kniegelenk für eine Prothese als Ersatz für das natürliche Kniegelenk, mit freier Beweglichkeit in Streckrichtung des Beines und belastungsabhängiger Sperrung in Beugerrichtung, dadurch gekennzeichnet, daß die Beugung durch Erteilung eines Schaltsignals an eine Bremsvorrichtung derart gesteuert werden kann, daß dem Beugevorgang ein vom Prothesenträger in der Größe der Wirkung steuerbarer Bremswiderstand entgegenwirkt.
2. Kniegelenk nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die bewegungsrichtungsabhängige Sperrung durch einen selbstschaltenden Sperrmechanismus (z. B. eine Freilaufkupplung) erfolgt, der

mittels eines durch die Belastung des Beins ausgelösten bzw. erzeugten Schaltsignals eingeschaltet bzw. abgeschaltet wird.

3. Kniegelenk nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß eine Teil des Sperrmechanismus über eine in der Größe ihrer Wirkung steuerbare Bremsvorrichtung mit einem Teil der Prothese verbunden ist.

4. Kniegelenk nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die bewegungsrichtungsabhängige Sperrung durch eine reibschlüssige Sperrvorrichtung erfolgt.

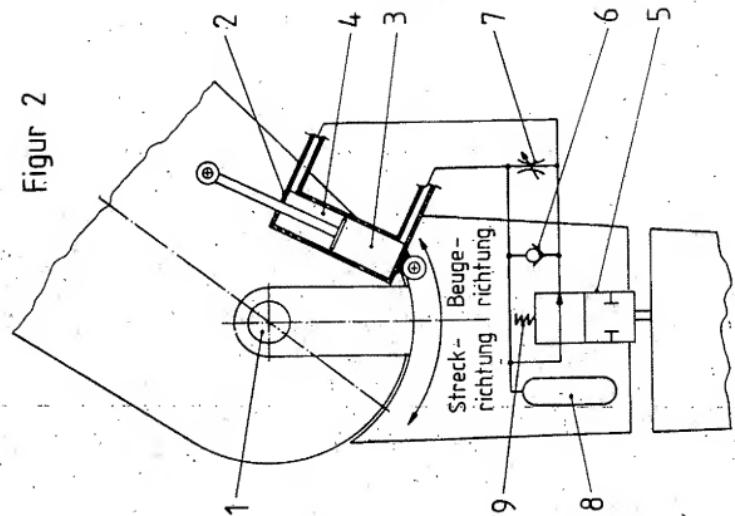
5. Kniegelenk nach Anspruch 1 und 4, dadurch gekennzeichnet, daß die belastungsabhängige Sperrung in Beugerrichtung durch eine reibschlüssige Bremsvorrichtung erfolgt, die durch die Belastungskraft des Beines betätigt und ggf. durch zusätzlichen Eingriff des Prothesenträgers von außen stufenlos und steuerbar gelöst werden kann.

6. Kniegelenk nach Anspruch 1, 4 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß mit Hilfe einer Feder, die der Belastung des Beines entgegenwirkt, eingestellt werden kann, welche Mindestbelastung zur Betätigung der Bremsvorrichtung erforderlich ist.

7. Kniegelenk nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die freie Beweglichkeit in der Streckrichtung die belastungsabhängige Sperrung in der Beugerrichtung und der steuerbare Bremswiderstand über elektrische, elektronische, hydraulische bzw. pneumatische Hilfselemente realisiert wird.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

Figur 2



Figur 1

